

# EUROPEAN PATENT OFFICE

8. MAR 2004  
PCT/EP03/1301

## Patent Abstracts of Japan

PUBLICATION NUMBER : 60254600  
PUBLICATION DATE : 16-12-85

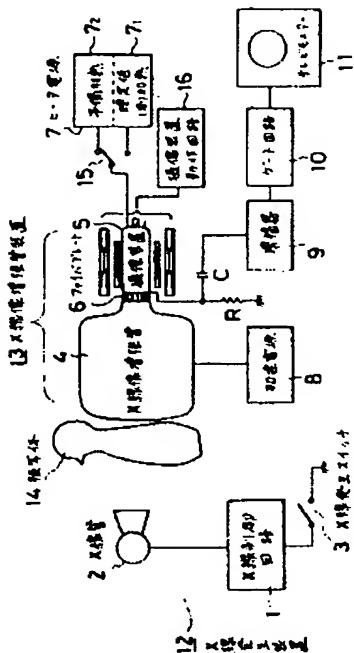
APPLICATION DATE : 31-05-84  
APPLICATION NUMBER : 59111885

APPLICANT : TOSHIBA CORP;

INVENTOR : OBATA YOSHIHARU;

INT.CL. : H05G 1/34

TITLE : X-RAY IMAGE PICKUP DEVICE



**ABSTRACT :** PURPOSE: To increase life of X-ray image pickup device by preheating an anode heater with low electric power and linking to an X-ray generation switch to supply specified electric power.

**CONSTITUTION:** In an image pickup device, a power source 7 consists of a main heater power source 7<sub>1</sub> which supplies electric power having a specified value to an image pickup device 5 and a preheater power source 7<sub>2</sub> which supplies electric power of 40-60% of the specified value to the image pickup device 5. By directly or indirectly linking the heater power source to an X-ray generation switch 3, the heater electric power of the image pickup device 5 is switched from preheating to main heating. Thereby, life of the X-ray image pickup device is increased.

COPYRIGHT: (C)1985,JPO&Japio

BEST AVAILABLE COPY

## ⑰ 公開特許公報 (A)

昭60-254600

⑯ Int.Cl.<sup>4</sup>  
H 05 G 1/34

識別記号

府内整理番号  
7046-4C

⑭ 公開 昭和60年(1985)12月16日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全5頁)

⑮ 発明の名称 X線撮像装置

⑯ 特 願 昭59-111885  
⑰ 出 願 昭59(1984)5月31日

⑮ 発明者 小幡 義治 川崎市幸区堀川町72番地 株式会社東芝堀川町工場内

⑮ 出願人 株式会社東芝 川崎市幸区堀川町72番地

⑮ 代理人 弁理士 鈴江 武彦 外2名

## 明細書

## 1. 発明の名称

X線撮像装置

## 2. 特許請求の範囲

(1) X線管とX線制御回路及びX線発生スイッチを直列に接続してなるX線発生装置と、上記X線管と所定間隔をおいて同一線上に配設されX線を入力として、陰極加熱ヒータを用いてX線像を電気信号として取り出す構造のX線像増強管装置を少くとも備え、上記X線管と上記X線像増強管の間に被写体を位置させてX線診断を行なうX線撮像装置において、上記陰極加熱ヒータを規定値より低い電力で予偏加熱し、上記X線発生装置のX線発生と連動して上記陰極加熱ヒータに規定値の電力を供給して動作状態にすることを特徴としたX線撮像装置。

(2) 上記X線発生装置のX線発生スイッチを入れた後、X線発生が定常状態に達する前に、上記撮像装置が動作状態になるように、上記陰

極加熱ヒータの予偏加熱条件を選んだことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載のX線撮像装置。

(3) 上記陰極加熱ヒータ用電力を予偏加熱から規定値の本加熱へ切替えた際、撮像装置の陰極からターゲットへの電子ビームが増大しターゲットを定常状態にチャージアップする間の突入電流による信号を遮断する回路を設けたことを特徴とする特許請求の範囲第1項及び第2項記載のX線撮像装置。

(4) 上記X線発生装置のX線発生スイッチを遮断することに連動して、上記陰極加熱ヒータを規定値の加熱から規定値より低い予偏加熱に移行するようにしたことを特徴とする特許請求の範囲第1項乃至第3項記載のX線撮像装置。

## 3. 発明の詳細な説明

## 〔発明の技術分野〕

この発明は、医療診断に使用して好適なX線撮像装置に関する。

## 〔発明の技術的背景とその問題点〕

一般にX線やγ線等の放射線を可視像に変換する電子管として、放射線像増強管がある。この放射線像増強管、例えばX線像増強管は、外囲器内の一端部に設けられたX線像を可視像に変換する入力螢光面及び上記可視像の光の強弱に応じて光電子を放出する光電面と、外囲器内の側壁及び他端部近くにそれぞれ設けられた光電子を加速集束する集束電極及び陽極と、更に外囲器内の他端部に設けられた上記加速集束された光電子によつて発光し可視像を現出する出力螢光面とからなつてゐる。そして、医療診断用のX線撮像装置に用いられた場合には、上記出力螢光面上に現出した可視像は、出力螢光面に對向して配置された光学レンズにより撮像装置に導かれて、電気信号に変換される。

ところが、このようなX線撮像装置では、光学レンズ系の存在により装置が大きくなつてしまふことと、更には光学レンズ系の光損失が大きいといふ欠点がある。

この欠点を解消するための手段として、幾つかの方式が提案されているが、その一例として特願昭57-53494に開示されているようなX線像増強管装置がある。これは、X線像増強管と、入力窓がファイバプレートからなる撮像装置とを一体化してなり、ファイバプレートの外面に出力螢光面を形成して、この出力螢光面をX線像増強管の電子レンズ焦点位置に合致するよう、気密封着したものである。

ところで、上記撮像装置には撮像管が最も多く用いられているが、この撮像管は熱陰極を用いて電子ビームを取り出している。一般に撮像管を用いた装置は、起動してから熱陰極のビーム電流が安定な使用状態になるまでには、通常、一定時間（例えば20～40秒）を必要とする。このような状態は、メータで読み取られるビーム電流と経過時間との関係を示すと、第3図の曲線Aのようになる。尚、曲線Bは予偏加熱を用いたものである。

さて、X線撮像装置では、X線像増強管と撮

像装置を用いて発生するX線像を即現出する必要がある。ところが上記説明のように、撮像装置の起動に一定時間を要する場合、X線撮像装置の機能を満たさなくなる。ちなみに通常X線は、起動スイッチを入れた後、約2秒間で定常状態に達する。そこで撮像装置は、常時電源を入れた状態にしておき、陰極加熱ヒータには規定電力が印加されている。このような状態での陰極の寿命特性を第4図に示すが、約5000時間である。例えばX線撮像装置を1日当り8時間、1年で300日使用すると、1年間の積算時間は2400時間に達し、撮像装置の寿命は約2年となる。従つて撮像管は、約2年毎に交換する必要が生じる。

これに対し、X線像増強管は光電陰極を使用しているため、熱陰極に比較してはるかに寿命が長く、10年以上は充分機能する。そこで、以上述べた理由により、撮像管はX線像増強管1本に対して約5本使用することになる。従つて、X線像増強管と撮像装置とを光学レンズ系

で結合するX線撮像装置では、撮像管のみ交換すればよいが、上述のX線像増強管と撮像装置とが一体化されたものは、相互に分離できないため、撮像装置の寿命がそのままX線像増強管の寿命となつてしまう。

## 〔発明の目的〕

この発明の目的は、長寿命化を図つたX線撮像装置を提供することである。

## 〔発明の概要〕

この発明はX線を入力として熱陰極と陰極加熱ヒータを用いてX線像を電気信号として取り出す構造のX線撮像装置、例えばX線像増強管と一体化された撮像装置の陰極加熱ヒータを規定値より低い電力で予偏加熱し、X線発生装置のX線発生スイッチに連動して規定値の電力を供給することにより撮像装置の寿命を大幅に向上させるようにしたものであり、更に撮像装置の陰極には速動型を積極的に用い、又、予偏加熱から本加熱に移行し、ビーム電流が増大する間のターゲットのチャージアップによる過大信

号を遮断するゲート回路を用いたX線撮像装置である。

## 〔発明の実施例〕

この発明のX線撮像装置は第1図に示すように構成され、X線発生装置12とX線像増強管装置13が所定間隔で配設されている。上記X線発生装置12は、X線管2と、このX線管2は直列に接続されたX線制御回路1及びX線発生スイッチ3とからなつている。そして、上記X線制御回路1は、X線管2からX線を発生させるための高電圧回路と、X線管2のヒータ電源回路と、X線管2の陽極回転の回路及びこれらの制御回路から構成されている。又、上記X線像増強管装置13は、X線像増強管4と、入力窓がファイバーブレート6からなる撮像装置5とを一体化して構成されている。そして、X線像増強管装置13と上記X線管2とは同一線上に配置され、動作時にはX線管2とX線像増強管4との間に、被写体14例えば患者が位置することになる。更に、上記撮像装置5は抵抗

Rを介して接地されと共に、コンデンサC、増幅器9、ゲート回路10を直列に介してテレビモニター11に接続されている。又、撮像装置5は熱陰極を有しているが、この熱陰極を加熱する陰極加熱ヒータは、加熱スイッチ15を介してヒータ電源7に接続されている。このヒータ電源7は複数例えれば2個からなり、規定値の電力を撮像装置5に供給する本加熱用電源7<sub>1</sub>と、規定値の電力の40～90%の電力を撮像装置5に供給する予備加熱用電源7<sub>2</sub>より構成されている。そして、加熱スイッチ15は、上記X線発生スイッチ3に連動している。尚、撮像装置5は動作回路16に接続されていることは言うまでもない。

さて動作時には、X線発生装置12のX線発生スイッチ3を入れると、X線管2の陽極が回転し、X線管2のヒータ点火及び高電圧印加により、X線管2からX線が放射される。このときX線の立ち上り時間は、第2図(a)に示すように、90%まで達するのに約2秒要する。この

X線を被写体14を介して受けたX線像増強管4は、X線像を電子ビームに変換し、これを加速電源8で加速集束し、ファイバーブレート6面上に形成した螢光面で可視光像を現出させる。この可視光像は、ファイバーブレート6を介して撮像装置5に伝達させる。撮像装置5では、ヒータ電源7は複数からなり、既述のように規定値の電力を撮像装置5に供給する本加熱用電源7<sub>1</sub>と、規定値の電力の40～90%の電力を撮像装置5に供給する予備加熱用電源7<sub>2</sub>を用いている。そして、上記X線発生スイッチ3に直接又は間接に連動して、撮像装置5のヒータ電力を予備加熱から本加熱へ切替える。尚、予備加熱電源7<sub>2</sub>を複数個用いて、順次切替えてゆく方法もある。

ところで、ヒータ電源7を予備加熱から本加熱へ切替えて、撮像装置5のビーム電流が増大する間の状態を第2図に示すが、同図(b)のようにビーム電流が増大するとき、同図(c)のようにターゲットのチャージアップ電流が流れ、信号

電流はオーバーシュートを起こす。これはテレビモニター11上では一瞬明るく観察され、非常に見苦しい。そこでこの発明では、撮像装置5とテレビモニター11の間にゲート回路10を設け、このゲート回路10の動作を、同図(d)に示すようにX線発生スイッチ3を入れた後の一定時間は、信号を遮断するようにした。この構成により、上記オーバーシュートは観察されなくなつた。このゲート回路10の制御は、予め約0.5～2秒の間の一定時間、信号の通過を遮断する方式、又はX線管電流、X線量、X線像増強管4の電子ビーム量などを検出して帰還制御する方式がある。

## 〔発明の効果〕

この発明によれば、撮像装置5の陰極加熱ヒータを規定値より低い電力で予備加熱し、X線発生装置12のX線発生スイッチ3に連動して規定値の電力を供給するようにしているので、次のような優れた効果を有している。

即ち、第3図に示すように予備加熱がないと

きは、曲線Aのようにビーム電流が定常状態に達するまでの時間が、約20～40秒要するのに対して、この発明のように予備加熱を用いることにより、曲線Bのように2秒以内に達することができた。又、特願昭56-198488に開示されている超速動型の陰極は、通常、予備加熱を不要とするためのものであるが、この速動型の陰極を撮像装置5に用い、積極的に予備加熱を用いたところ、立ち上り時間は0.6秒となり、効果が一層増大することが確認された。

更に、撮像装置5のヒータ電力の予備加熱条件を適切に選ぶことにより、X線が定常状態に達するまでに、撮像装置5は動作状態に入ることになるので、X線診断に関して何ら支障とはならない。そこで、この予備加熱の技術を用いることにより、撮像装置5はX線が入ったときのみ動作状態になる訳で、例えば1人当たり2分間のX線診断をし、1日当たり50人とすると、1日当たり100分間の使用であり、1年に300日間使用すると、1年当たり450時間となる。

前に説明したように、従来の用い方では1年当たり2400時間であるので約1/5となり、計算上1.1年間の使用ができることになり、X線像増強管4の寿命とほぼ等しくなる。従つてX線像増強管4と撮像装置5とが一体化されたX線像増強管装置1-3でも、実用化に何ら問題がなく、長寿命化を図つたX線撮像装置を提供することができる。

そして、以上述べた予備加熱を用いてビーム電流の立ち上り時間を短縮する技術は、従来家庭用の受像管に広く用いられており、公知のことであるが、この発明はこの技術をX線像増強管4と撮像装置5とを一体化してなるX線像増強管装置1-3に用いることにより、従来、撮像装置5の寿命が短かいため、実用化が困難であつた装置を実用化をしめたことに大きな効果がある。

又、本実施例はX線像増強管と撮像装置とがファイバーブレートを介して一体化されたものについて述べたが、本発明はこれにとどまるも

のではなくX線像増強管の真空容器内に熱陰極と熱陰極からの電子ビームによつて電気信号に変換するターゲットを備えたX線撮像装置例えばSEC管、SIT管等に適用されることとはいうまでもない。

尚、上記実施例では、X線像増強管4と撮像装置5とがファイバーブレート6を介して一体化されているX線像増強管装置1-3を用いた場合について説明したが、これに限るととなく、X線を入力として熱陰極を用いてX線像を電気信号として取出す場合にも、適用できることは言う迄もない。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図はこの発明の一実施例に係るX線撮像装置を示す概略構成図、第2図(a)～(d)はこの発明のX線撮像装置における各種の特性を示す特性曲線図、第3図は撮像装置の陰極加熱ヒータに電流通電後、通過時間とビーム電流の状態を示す特性曲線図、第4図は撮像装置における陰極の寿命特性を示す特性曲線図である。

1…X線制御回路、2…X線管、3…X線発生スイッチ、4…X線像増強管、5…撮像装置、6…ファイバーブレート、7…ヒータ電源、  
7<sub>1</sub>…本加熱用電源、7<sub>2</sub>…予備加熱用電源、  
8…加速電源、9…増幅器、10…ゲート回路、  
11…テレビモニター、12…X線発生装置、  
13…X線像増強管装置、14…被写体、15…加熱スイッチ、16…動作回路。

出願人代理人弁理士鈴江武彦

第1図

